



⑮ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ Patentschrift  
⑩ DE 196 18 465 C 1

⑤ Int. Cl. 8:  
**G 01 T 1/24**  
G 01 T 1/29  
H 01 L 31/115  
A 61 B 6/03

⑳ Aktenzeichen: 196 18 465.7-33  
㉑ Anmeldetag: 8. 5. 98  
㉒ Offenlegungstag: —  
㉓ Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 5. 6. 97

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

㉔ Patentinhaber:  
Siemens AG, 80333 München, DE

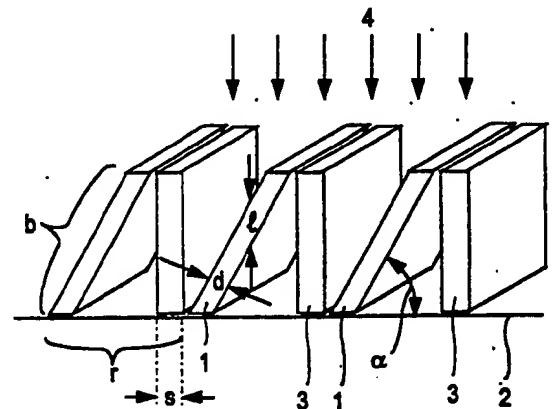
㉕ Erfinder:  
Jahnke, Andreas, Dr.rer.nat., 81827 München, DE;  
Matz, Richard, Dr.rer.nat., 83052 Bruckmühl, DE

㉖ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht gezogene Druckschriften:

DE 40 25 427 A1  
DE 92 13 184 U1

㉗ Strahlungsdetektor mit verbessertem Abklingverhalten

㉘ In einer Detektoranordnung zum orts aufgelösten Nachweis hochenergetischer Strahlung bestehen die Detektoren aus direkt konvertierenden Halbleiterbauelementen. Bei minimaler Schichtdicke der Halbleiterbauelemente wird die maximale Absorptionslänge im Halbleiter durch einen maximal 90° betragenden Anstellwinkel vergrößert. Zusätzliche durch Absorption außerhalb des Halbleiterkörpers erzeugte Comptonstrahlung verstärkt das Meßsignal.



DE 196 18 465 C 1

DE 196 18 465 C 1

## Beschreibung

Für den quantitativen Nachweis von Röntgen- und Gammastrahlung werden bei mittleren Quantenenergien von 10 bis 150 keV traditionell gasgefüllte Ionisationsröhren oder Festkörperszintillatoren im Verbund mit Photomultiplier-Röhren oder Halbleiterphotodioden eingesetzt. Während im ersten Fall die ionisierende Wirkung von Röntgenstrahlung direkt zum Nachweis der dadurch erzeugten elektrischen Ladungen genutzt wird, dienen im zweiten Fall die Leuchteigenschaften von Festkörperleuchtstoffen dazu, die Röntgenstrahlung zunächst in niederenergetische und insbesondere sichtbare Strahlung umzuwandeln. Diese kann dann über einen lichtempfindlichen Film oder einen Strahlungsdetektor für sichtbares Licht nachgewiesen werden.

Wegen ihrer kompakten und einfachen Bauform bei gleichzeitig hoher Ortsauflösung und Nachweisempfindlichkeit werden zunehmend auch direkt konvertierende Detektoren zum Nachweis von Röntgen- und Gammastrahlung eingesetzt. Diese bestehen aus schweren und gut absorbierenden Halbleitermaterialien wie beispielsweise CdTe, HgI<sub>2</sub>, PbI<sub>2</sub> und einigen anderen Verbindungshalbleitern. In diesen Detektoren, die als Photoleiter, Photodiode oder nach dem photovoltaischen Prinzip betrieben werden können, wird die Röntgenenergie durch interne Photoanregung unmittelbar in einen elektrischen Signalstrom umgesetzt.

Der einfachste Aufbau eines direkt konvertierenden Detektors ist ein Photoleiter aus einem durchgehend hochohmigen Halbleiter (mehr als  $10^9 \Omega \text{ cm}$ ) zur Reduzierung des Dunkelstroms. Der auch ohne Bestrahlung zwischen den beiden an gegenüberliegenden Seiten des Halbleiterkörpers aufgebrachtten Elektroden meßbare Dunkelstrom kann weiter durch eine höhere Bandlücke des Halbleiters und außerdem durch Auswahl solcher Elektrodenmaterialien reduziert werden, die eine hinreichend hohe Schottky-Barriere zum Halbleiter aufbauen.

Eine weitere Reduktion des Dunkelstroms wird durch eine pin-Diodenstruktur oder durch eine p- bzw. n-Dotierung des Halbleiters unterhalb der Kontakte erzielt.

Eine vollständige Absorption von Röntgenstrahlung erfordert eine ausreichende Halbleiterschichtdicke, beispielsweise 1 bis 2 mm beim Cadmiumtellurid. Ein Detektor mit einer solchen dicken Halbleiterschicht weist jedoch elektronische Nachteile auf, da eine Vielzahl der durch die Strahlung generierten Ladungsträger vor dem Erreichen der Elektroden durch Rekombination und vor allem durch Einfang an Haftstellen (trapping) verlorengehen. Dies reduziert den meßbaren Signalstrom. Außerdem können so Ladungsträger, und zwar überwiegend die unbeweglicheren Löcher, im Halbleiter zurückbleiben und dort eine positive Raumladung aufbauen. Dies führt zumindest zu einer Verformung bis hin zur vollständigen Abschirmung des außen angelegten elektrischen Feldes und in der Folge zu einer entsprechenden Verminderung des gemessenen Signalstroms.

Aus der DE 92 13 184 U1 ist eine Vorrichtung zur Detektion von Gammastrahlung bekannt. Diese weist aus einem Halbleitermaterial bestehende Detektorelemente mit jeweils zwei gegenüberliegenden Elektroden auf, wobei die Elektroden parallel zur Längsachse des Detektorelements und parallel zur Strahleneinfallrichtung der Gammastrahlung angeordnet sind.

Aus der DE 40 25 427 A1 ist eine für Röntgenstrahlen empfindliche Detektoranordnung bekannt, die aus strei-

fenförmigen und parallel zueinander angeordneten Detektorelementen besteht. Die Elemente sind in einer einzigen Siliziumscheibe erzeugt und durch in die Siliziumscheibe geätzte Spalte voneinander getrennt. Die Einfallrichtung der Röntgenstrahlung ist parallel zu den Streifen.

Darüber hinaus können die in einem hochohmigen Halbleiter festgehaltenen Ladungen nur langsam wieder abgegeben werden (detrapping), so daß das Meßsignal auch nach Abschalten der einfallenden Strahlung nur langsam abklingt. Damit wird die Ansprechzeit des Detektors auf Intensitätsänderungen der einfallenden Strahlung für manche Anwendungen unzulässig verlängert. Bei einem Betrieb des Detektors mit gepulster Strahlung wird die maximal mögliche Pulsfrequenz verringert.

Aufgrund dieses Nachteils konnten bisher direkt konvertierende Strahlungsdetektoren entweder nur bei relativ kleinen Röntgen- oder Gammaflüssen als Einzelquantenzähler eingesetzt oder bei Anwendungen verwendet werden, die träge und damit langsame Trapping- und Detrapping-Vorgänge zuließen.

Für manche Anwendungen ist es jedoch erforderlich, daß der Detektor bei hoher Datenrate auf bis zu  $10^4$  fach höhere Quantenflüsse linear anspricht. Dabei wird eine Aufladung von bis zu  $1 \mu\text{A/mm}^2$  erreicht, die zwei Dekaden über dem Dunkelstrom liegt und nicht mehr in ausreichender Zeit ausgeglichen werden kann.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, einen direkt konvertierenden Strahlungsdetektor insbesondere für hochenergetische Strahlung anzugeben, der bei einer gegebenen Halbleiterschichtdicke ein gutes Abklingverhalten des Meßsignals und eine verbesserte Empfindlichkeit zeigt.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch eine Anordnung von Detektoren nach Anspruch 1 gelöst. Bevorzugte Ausgestaltungen der Erfindung sind den Unteransprüchen zu entnehmen.

Grundlegende Idee der Erfindung ist es, den Weg  $l$  der einfallenden Strahlung im Halbleiterkörper des Detektors zu verlängern, ohne den Elektrodenabstand bzw. die Schichtdicke des Halbleiterkörpers zu erhöhen. Dies wird in einfacher Weise durch eine Detektoranordnung erreicht, bei der zumindest zwei Detektoren auf einer annähernd senkrecht zum Strahlungseinfall ausgerichteten Fläche angeordnet sind und bei der die flachen plättchenförmigen Detektoren in einem Winkel  $\alpha$  gegen diese Fläche angestellt sind, der deutlich größer als Null ist und maximal  $90^\circ$  beträgt. Bei gegebener Dicke  $d$  des Halbleiterkörpers, die dem Elektrodenabstand entspricht, wird so in einfacher geometrischer Weise der Absorptionsweg  $l$  der Strahlung innerhalb des Halbleiterkörpers verlängert, der zur Absorption genutzt werden kann. Es gilt:  $l = d/\cos \alpha$ , wobei  $l$  als Grenzwert bei senkrecht stehendem Halbleiterkörper zur Breite  $b$  des Halbleiterkörpers wird. Bei gegebener Absorptionslänge kann so die Dicke  $d$  des Halbleiterkörpers verringert werden, bzw. bei gleicher Dicke des Halbleiterkörpers wird mit der Erfindung die Absorptionsweg  $l$  vergrößert. Dies führt zu einer höheren Absorption und damit zu einem höheren Meßsignal. Mit einem dünneren Halbleiterkörper werden kürzere Transferwege der erzeugten Ladungsträger vom Ort der Erzeugung hin zu den Elektroden erreicht, die weitere Vorteile zur Folge haben. Es sinkt die Wahrscheinlichkeit, daß Ladungsträgerpaare rekombinieren oder daß einzelne Ladungsträger durch Trapping an Fehlstellen im Halbleiterkörper festgehalten werden. Dadurch wird ein geringeres

Nachleuchten bzw. ein schnelleres Abklingen des Meßsignals erzielt. Dies erlaubt bei gepulster Bestrahlung eine höhere Meßfrequenz oder allgemein einen schnelleren Meßvorgang, da die Ladungsträger schneller an den Elektroden gesammelt werden und dort zu einem Signalstrom führen können.

Obwohl der Absorptionsweg  $l$  bei einem Anstellwinkel  $\alpha$  von  $90^\circ$  ein Maximum erreicht, muß dies nicht der vorteilhaftesten Ausführungsform der Erfindung entsprechen, da noch andere Kriterien zu berücksichtigen sind. Die erfindungsgemäße Anordnung besteht aus mindestens zwei, vorzugsweise jedoch aus mehreren Detektoren, die zeilenförmig nebeneinander oder zweidimensional über eine Fläche verteilt angeordnet sind. Sinn dieser Anordnung ist es, ein orts aufgelöstes Meßsignal zu erhalten. Die Qualität der Ortsauflösung ist aber nicht nur vom erreichbaren Absorptionsweg der Strahlung innerhalb des Halbleiterkörpers sondern auch von dem über die gesamte Anordnung aufaddierten zur Absorption zur Verfügung stehenden Volumen der Detektoranordnung abhängig. Zu diesem Wert tragen die Abstände der Detektoren voneinander sowie die Elektroden nichts bei, da dort keine verwertbare Absorption der Strahlung stattfindet. Bei einem senkrecht angestellten Halbleiterkörper ( $\alpha = 90^\circ$ ) ergibt sich bereits aus einfachen Überlegungen heraus ein durch das Totvolumen der Elektroden bedingter maximaler "Wirkungsgrad"  $\eta = d/(d + 2e)$ , wobei  $e$  die Dicke einer Elektrode ist. Dieses Totvolumen wird bei einem schräggestellten Halbleiterkörper, bei dem  $\alpha$  beispielsweise zwischen  $30^\circ$  und  $45^\circ$  gewählt wird, deutlich reduziert. Andererseits wird bei einem Anstellwinkel unterhalb von  $30^\circ$  kaum noch eine nennenswerte Verbesserung erzielt. Bevorzugte Anstellwinkel  $\alpha$  liegen daher zwischen  $30^\circ$  und  $90^\circ$  und ohne weitere Maßnahmen insbesondere zwischen  $45^\circ$  und  $80^\circ$ .

Bei der Erfindung wird die eigentlich als unerwünschte Nebenreaktion erzeugte Comptonstrahlung (= Streustrahlung) zur Verstärkung des Meßsignals ausgenutzt, wobei sie durch eine geeignete Anordnung in den Detektor gestreut wird. Dies gelingt, indem man in der Nachbarschaft eines jeden Detektors einen Körper anordnet, der eine Comptonstreuung zeigt, die im Empfindlichkeitsbereich des Detektors liegt. Dabei wird die Anordnung des Halbleiterkörpers und des streuenden Körpers so gewählt, daß die Comptonstrahlung zumindest teilweise in den Detektor gestreut wird.

Die einfachste Ausführung dieses Gedankens gelingt mit einer Anordnung, bei der jeder Detektor aus zwei plättchenförmigen Halbleiterkörpern besteht, die V-förmig so zueinander angeordnet sind, daß sich das V zur Strahlungseinfallsseite hin öffnet. Bei dieser Anordnung dient jeder der beiden V-förmig angeordneten Halbleiterkörper zur Erzeugung der Comptonstrahlung, die durch die V-förmige Anordnung zu einem großen Teil in den jeweils anderen Halbleiterkörper gestreut werden kann, wo sie absorbiert wird.

Eine Anordnung aus mehreren, nebeneinander angeordneten, V-förmigen Detektoren ist gleichzeitig gegen ein Übersprechen durch Streustrahlung (Comptonstrahlung) gesichert, da diese aufgrund der geometrischen Voraussetzungen nicht in den benachbarten V-förmigen Detektor gelangen kann.

In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung wird ein Anstellwinkel von ca.  $90^\circ$  gewählt und das bei dieser Anordnung bereits erwähnt hohe Totvolumen durch Anordnung von comptonstreuenden Körpern reduziert. Dazu werden beiderseits eines jeden vertikal

auf der (Grund-)Fläche stehenden Detektors comptonstreuende Körper parallel zu den Hauptoberflächen der Halbleiterkörper angeordnet. Ein maximales Meßsignal wird dann erhalten, wenn die entsprechenden Schichtdickenverhältnisse von Halbleiterkörper, Elektroden und comptonstreuenden Körpern entsprechend austariert sind. Dieses Maximum liegt deutlich über dem einer Anordnung ohne comptonstrahlende Körper bei ansonsten gleichen Bedingungen. Die Körper sind vorzugsweise von der gleichen Grundfläche wie die Halbleiterkörper der Detektoren, bündig zu den Elektroden angeordnet und von diesen nur durch eine dazwischenliegende Isolatorschicht getrennt. Die Isolatorschicht ist erforderlich, da die Körper vorzugsweise Schwermetalle mit hoher Kernladungszahl sind. Ein bevorzugtes Material für einen comptonstreuenden Körper ist beispielsweise Molybdän.

Zur Verhinderung des Übersprechens zwischen zwei benachbarten Detektoren können zwischen den Detektoren Trennsepten angeordnet sein. Diese bestehen vorzugsweise aus einem hochenergetische Strahlung absorbierenden, selbst aber nichtstrahlenden Material. Ein bevorzugtes Material zur Herstellung eines Trennseptums ist beispielsweise Tantal.

Die Erfindung läßt sich mit jedem Detektor verwirklichen, der die hochenergetische Strahlung direkt konvertiert, das heißt absorbiert und zur Erzeugung von Ladungsträgerpaaren nutzt. Ein einfacher Detektor besteht aus einem hochohmigen Halbleitermaterial, das beiderseits mit Elektroden zum Anlegen einer Spannung versehen ist. Besser ist jedoch ein Halbleiterkörper mit Diodenstruktur, der einen sperrenden pn-Übergang oder eine pin-Struktur aufweist. Die Auswahl eines geeigneten Elektrodenmaterials, welches eine Schottky-Barriere aufbaut, kann die Diodenstruktur unterstützen.

Geeignete direkt konvertierende Halbleitermaterialien sind beispielsweise CdTe, HgI<sub>2</sub>, PbI<sub>2</sub>, GaAs oder ternäre Halbleiter aus der Klasse der Chalkopyrite wie beispielsweise Kupferindiumdiselenid oder andere Chalkopyrite, bei denen beispielsweise Kupfer durch Silber, Indium durch Gallium oder Selen durch Schwefel ersetzt ist, wobei die einzelnen Komponenten auch teilweise ersetzt sein können, wobei Mischhalbleiter entstehen.

Bevorzugt ist ein störstellenfreies Halbleitermaterial, insbesondere monokristallines versetzungsfreies Material.

Im folgenden wird die Erfindung anhand von drei Ausführungsbeispielen und den dazugehörigen Figuren näher erläutert.

Fig. 1 zeigt in schematischer Darstellung eine Detektoranordnung mit schräg angestellten Halbleiterkörpern,

Fig. 2 zeigt Detektoren aus paarweise V-förmig angeordneten Halbleiterkörpern und

Fig. 3 zeigt eine Anordnung mit vertikal angestellten Halbleiterkörpern und zusätzlichen comptonstreuenden Körpern im schematischen Querschnitt.

Fig. 1: In der einfachsten Ausführungsform der Erfindung sind mehrere Detektoren nebeneinander in Reihe angeordnet. Die Detektoren bestehen aus plättchenförmigen Halbleiterkörpern 1, die parallel zueinander in einem Anstellwinkel  $\alpha$  auf einer hier horizontal dargestellten Fläche 2 angeordnet sind. Zwischen den Detektoren 1 sind Trennsepten 3 aus strahlungsabsorbierendem Material angeordnet, beispielsweise aus 200  $\mu\text{m}$  dicker Tantalfolie. Der Winkel  $\alpha$  wird so gewählt, daß

die auf die Fläche 2 projizierte Breite  $b$  des Detektors 1 plus die Breite  $s$  des Trennseptums 3 die Rastergröße  $r$  ergibt, in der die einfallende Strahlung eindimensional ortsaufgelöst werden soll. Für die Rastergröße  $r$  gilt:  $r = (d + 2e) \cdot \sin \alpha + s + b \cdot \cos \alpha$ . Die vertikal zur Fläche 2 auftreffende hochenergetische Strahlung 4 trifft auf den Detektor 1, dessen Halbleiterkörper eine Schichtdicke von  $d$  besitzt, und erfährt darin einen Absorptionsweg  $l$ , die dem  $(1/\cos \alpha)$ -fachen der Schichtdicke  $d$  entspricht, jedoch maximal  $b$  werden kann (für  $\alpha = 90^\circ$ ). Wird  $\alpha$  beispielsweise gleich  $75^\circ$  gewählt, beträgt der Absorptionsweg  $l$  ungefähr das 2,6-fache der Schichtdicke  $d$ .

Nicht dargestellt sind in der Fig. 1 die Elektroden und die zugehörige Verschaltung. Die Meßschaltung besteht aus einer Spannungsquelle, mit deren Hilfe eine Betriebsspannung an die Elektroden angelegt werden kann und pro Detektor aus einem Strommeßgerät zum Messen des "Photostroms", der durch das Ableiten der an den Elektroden gesammelten, im Halbleiterkörper durch Absorption erzeugten Ladungsträgerpaare erhalten wird.

Fig. 2 zeigt eine weitere Ausführungsform der Erfindung, in der wiederum eine Vielzahl von Detektoren nebeneinander in Reihe auf einer Fläche 2 angeordnet ist. Je zwei Detektoren sind dabei V-förmig zueinander angeordnet, elektrisch parallel verschaltet und bilden zusammen ein Detektorelement. Der Zusammenhang zwischen dem Anstellwinkel  $\alpha$  und der Rastergröße  $r$  wird in analoger Weise wie beim Beispiel 1 berechnet und ergibt sich hier zu  $r = 2b \cdot \cos \alpha + (2d + 4e) \cdot \sin \alpha$ .

Die Signalverstärkung mit Hilfe zusätzlich absorbierter Comptonstrahlung ist anhand der Pfeile 4, 5 und 5', verdeutlicht. Ein einfallendes Strahlungsquant 4 erzeugt eine Comptonstrahlung 5 und/oder 5', die eine einem Abstrahlkegel entsprechende Vorzugsrichtung — gemessen vom Auftreffpunkt auf dem Detektor 1 — besitzen. Während ein Comptonstrahlungs-Quant 5 nach innen auf den zweiten Detektor 1' des gleichen Detektorelements trifft, dort absorbiert und zum Meßsignal beitragen kann, erreicht die auf der anderen Seite des Detektors 1 austretende Comptonstrahlung 5' aufgrund ihrer Vorzugsrichtung weder das eigene Detektorelement noch einen Detektor eines benachbarten Detektorelements. Ein durch Comptonstrahlung induziertes Übersprechen ist bei dieser Anordnung nicht möglich.

Fig. 3: Von der Detektoranordnung gemäß dem dritten Ausführungsbeispiel ist in der Fig. 3 stellvertretend nur ein Detektor im schematischen Querschnitt dargestellt. Der Detektor 1 steht annähernd vertikal auf einer Grundfläche 2. Beiderseits ist er von je einem Körper 7 benachbart, der bei Einfall von hochenergetischer Strahlung eine Comptonstreuung zeigt. Die zum Beispiel aus Schwermetall bestehenden Körper 7 sind von dem Detektor durch je eine Isolatorschicht 6 getrennt. Ein Übersprechen zum (nicht dargestellten) benachbarten Detektor wird durch Trennsepten 3 verhindert.

In einem spezifischen, der Fig. 3 entsprechenden Ausführungsbeispiel besteht der Detektor 1 aus einem 200  $\mu$ m dicken Cadmiumtellurid-Halbleiterkörper mit pin-Diodenstruktur. Auf einander gegenüberliegenden Hauptoberflächen ist der Halbleiterkörper mit einer zum Beispiel 10  $\mu$ m dicken Goldelektrode bzw. einer 10  $\mu$ m Indiumelektrode (nicht dargestellt) beschichtet. Als Isolatorschicht 6 wird eine Kunststoffolie verwendet, beispielsweise eine 20  $\mu$ m dicke Kaptonfolie®. Als Comptonstrahlende Körper 7 dienen 400  $\mu$ m dicke Molybdänschichten. Die Trennsepten 3 sind aus 100  $\mu$ m dik-

ken Tantalfolien dargestellt. Die längs der Einfallsrichtung der hochenergetischen Strahlung 4 bestimmte Höhe  $h$  des Detektors beträgt ca. 3 bis 5 mm. Die gesamte Breite des Detektors, die sich aus der Aufsummierung der Schichtdicken der einzelnen Schichten einschließlich beider Trennsepten 3 errechnet, ergibt das Rastermaß  $r$  und beträgt hier 1,26 mm.

Eine direkt in den Detektor 1 einfallende hochenergetische Strahlung 4 kann dort aufgrund der ausreichenden maximalen Eindringtiefe vollständig absorbiert werden, erzeugt Ladungsträgerpaare und damit ein an den Elektroden abgreifbares Meßsignal. Strahlungsquanten 4', die auf die Körper 7 treffen, erzeugen dort eine Comptonstrahlung, die zum Teil in den Detektor 1 gestreut und dort absorbiert wird. Dort trägt sie zur Erhöhung des Meßsignals bei. Der Anteil der aktiven Detektorfläche relativ zur Strahlungseinfallsfläche, der dem Verhältnis der Schichtdicke  $d$  des Cadmiumtelluridhalbleiterkörpers relativ zur gesamten Breite  $r$  des Detektors entspricht, beträgt nur ca. 16 Prozent. Dennoch ergibt sich bei dieser Anordnung ein relativ hoher Wirkungsgrad bei verbessertem Abklingverhalten. Die relativ zur Breite des Detektorelements auf  $1/6$  reduzierte Schichtdicke des Halbleiterkörpers besitzt dementsprechend auch nur etwa  $1/6$  der Haftstellen im Halbleiterkörper, da die Anzahl der Haftstellen proportional zum Halbleiterkörpervolumen ist. Da außerdem die Anzahl der Haftstellen für das verzögerte Abklingen des Meßsignals verantwortlich ist, wird das Abklingverhalten indirekt proportional dazu verbessert. 63 Prozent des gesamten Detektors werden von dem aus Molybdän bestehenden, Comptonstreuenden Körper eingenommen. Da ein Teil dieser Strahlung in den Detektor gestreut und dort nachgewiesen werden kann, trägt auch dieses Volumen zum Einfangquerschnitt des Detektors bei.

Eine weitere, nicht dargestellte Ausführungsform der Erfindung ist eine Detektoranordnung, bei der der einzelne Detektor nur aus einem beidseits von einer Isolationschicht 6 umgebenen Detektor 1 besteht (siehe die zentralen Schichten in Fig. 3). Eine solche Anordnung kann aus mehreren parallel zueinander angeordneten Detektorelementen bestehen, die wiederum vertikal oder in einem geeigneten schrägen Anstellwinkel  $\alpha$  relativ zur Grundfläche 2 angeordnet sein können.

Eine vorteilhafte Verwendung erfindungsgemäßer Detektoranordnungen ergibt sich in der medizinischen Diagnostik und insbesondere in der Computertomographie. Dort erlaubt das verbesserte Abklingverhalten des Meßsignals eine hohe Pulsfolge und damit einen schnellen Meßvorgang. Mit der Erfindung ist außerdem ein relativ kleines Raster von beispielsweise 260  $\mu$ m im letzten beschriebenen Ausführungsbeispiel möglich, das eine hohe Ortsauflösung der einfallenden Strahlung erlaubt. Bisherige in der Computertomographie verwendete Detektorelemente besitzen ein Rastermaß von ca. 2 mm. Die hohe Nachweisgenauigkeit bzw. der hohe Wirkungsgrad bei der Umwandlung der Strahlung reduziert die Strahlungsbelastung des Patienten beim Einsatz der Erfindung in einer medizinischen Durchleuchtungsvorrichtung.

#### Patentansprüche

1. Anordnung von Detektoren für hochenergetische Strahlung
  - bei der jeder Detektor (1) einen plättchenförmigen Halbleiterkörper aus einem direkt-

konvertierenden Halbleitermaterial und je eine Elektrodenschicht auf zwei einander gegenüberliegenden Hauptoberflächen des Halbleiterkörpers aufweist

— bei der zumindest zwei Detektoren nebeneinander auf einer annähernd vertikal zum Strahlungseinfall ausgerichteten Fläche (2) angeordnet sind

— bei der die Hauptoberflächen der Detektoren in einem Winkel  $\alpha$  gegen die genannte Fläche angestellt sind, der deutlich größer als Null ist und maximal  $90^\circ$  beträgt

— bei der in Nachbarschaft eines jeden Detektors (1) ein Comptonstreuender Körper (7) so angeordnet ist, daß im Körper (7) durch Strahlungsabsorption erzeugte Comptonstrahlung (5) zumindest teilweise in den Detektor gestreut wird, wobei der Körper so ausgewählt ist, daß der Wirkungsquerschnitt für Comptonstrahlung die Empfindlichkeit des Detektors erhöht.

2. Anordnung nach Anspruch 1, bei der für den Anstellwinkel  $\alpha$  gilt:  $90^\circ \geq \alpha \geq 30^\circ$ .

3. Anordnung nach Anspruch 1, bei der für den Anstellwinkel  $\alpha$  gilt:  $90^\circ \geq \alpha \geq 60^\circ$ .

4. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei der jeder Detektor (1) zwei plättchenförmige Halbleiterkörper umfaßt, die paarweise V-förmig so zueinander angeordnet sind, daß sich das V zur Strahlungseinfallsseite hin öffnet und die im Halbleiterkörper erzeugte Comptonstrahlung (5) zum Teil in die V-förmige Anordnung zurückgestreut werden kann.

5. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei der die Comptonstreuenden Körper (7) beiderseits eines jeden Detektors (1) parallel zu den Hauptoberflächen angeordnet sind.

6. Anordnung nach Anspruch 5, bei der die Körper (7) annähernd die gleiche Grundfläche wie die Detektoren (1) aufweisen und von den Elektroden-schichten nur durch eine dazwischen angeordnete Isolatorschicht (6) getrennt sind.

7. Anordnung nach Anspruch 6, bei der das Material der Comptonstreuenden Körper (7) Mo umfaßt.

8. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, bei der die einzelnen Detektoren (1) durch Trennsepten (3) aus strahlungsabsorbierendem Material getrennt sind.

9. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, bei der das strahlungsabsorbierende Material der Trennsepten (3) Ta umfaßt.

10. Anordnung nach Anspruch 9, bei der das Halbleitermaterial der Detektoren (1) CdTe, GaAs oder  $\text{CuIn(Ga)Se}_2(\text{S}_2)$  umfaßt.

11. Verwendung der Anordnung nach einem der vorangehenden Ansprüche in Geräten der medizinischen Diagnostik.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

60

65

- Leerseite -

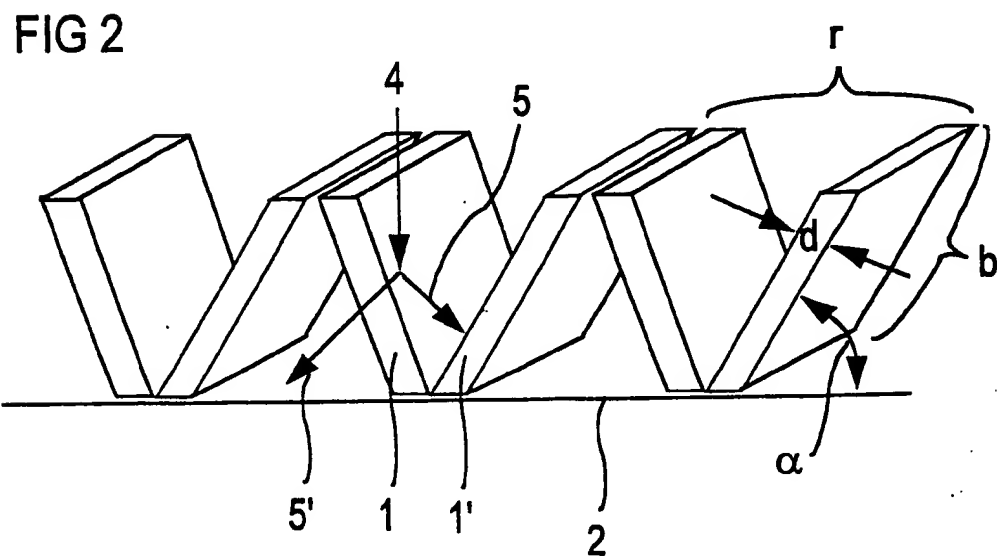
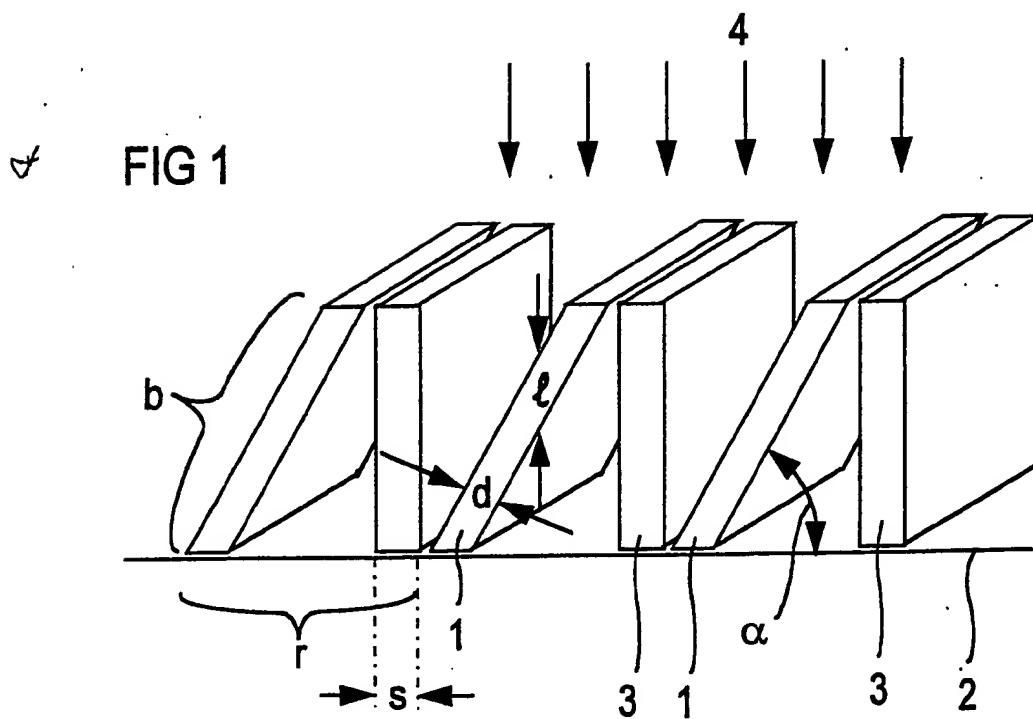
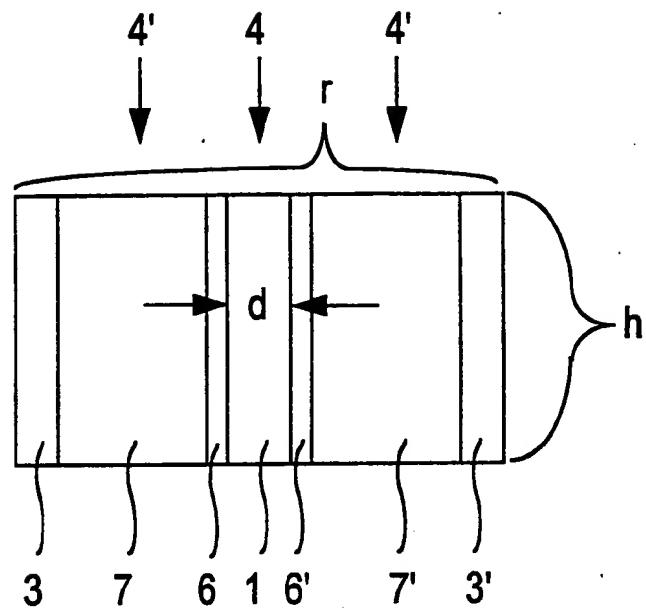


FIG 3





DERWENT-ACC-NO: 1997-290619  
DERWENT-WEEK: 199727  
COPYRIGHT 1999 DERWENT INFORMATION LTD

TITLE: Radiation detector array for X-ray or gamma radiation -  
has adjacent  
detectors supported from surface with their major surfaces at  
given angle to  
incident radiation

INVENTOR: JAHNKE, A; MATZ, R

PATENT-ASSIGNEE: SIEMENS AG[SIEI]

PRIORITY-DATA: 1996DE-1018465 (May 8, 1996)

PATENT-FAMILY:

PUB-NO	PUB-DATE	LANGUAGE	
PAGES	MAIN-IPC		
DE 19618465 C1	June 5, 1997	N/A	007
G01T 001/24			

APPLICATION-DATA:

PUB-NO	APPL-DESCRIPTOR	APPL-NO
APPL-DATE		
DE19618465C1	N/A	1996DE-1018465
May 8, 1996		

INT-CL\_(IPC): A61B006/03; G01T001/24 ; G01T001/29 ;  
H01L031/115

ABSTRACTED-PUB-NO: DE19618465C

BASIC-ABSTRACT: The detector array has a number of detectors (1),  
each provided  
by a semiconductor plate of a directly converging semiconductor  
material with  
an electrode layer on 2 opposing sides. At least two detectors  
lie adjacent  
one another vertical to a surface (2) receiving the incident  
radiation, with  
the main surfaces of the detectors set at an angle of between  
zero and 90  
degrees to the latter surface.

Pref. separators (3) of a radiation absorbing material are  
inserted between the  
detectors.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

ADVANTAGE - Compact detector array with high position resolution  
and  
sensitivity.

CHOSEN-DRAWING: Dwg.1/3

TITLE-TERMS:

RADIATE DETECT ARRAY X=RAY GAMMA RADIATE ADJACENT DETECT SUPPORT  
SURFACE MAJOR  
SURFACE ANGLE INCIDENT RADIATE

DERWENT-CLASS: P31 S03 S05 U12

EPI-CODES: S03-G02B2G; S05-D02A5; U12-A03;

SECONDARY-ACC-NO:

Non-CPI Secondary Accession Numbers: N1997-240485

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**